This Page Is Inserted by IFW Operations and is not a part of the Official Record

BEST AVAILABLE IMAGES

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images may include (but are not limited to):

- BLACK BORDERS
- TEXT CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES
- FADED TEXT
- ILLEGIBLE TEXT
- SKEWED/SLANTED IMAGES
- COLORED PHOTOS
- BLACK OR VERY BLACK AND WHITE DARK PHOTOS
- GRAY SCALE DOCUMENTS

IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.

As rescanning documents will not correct images, please do not report the images to the Image Problem Mailbox.

	4 P	٠.	,	ু কার্যকী	. N = 1 = - = - = - = - = - = - = - = - = -			টিভা, কৈট্ডিভি ভ⊀	ar Oggan		2 (m) () + 120 ()	e segir	e a la l	77 T	, ckroe	f €°:±°		ul e.	ېرونو ټونه نان	1
				11						*										
er a				, , , , , , , , , , , , , , , , , , , 														·		
٥		-0-				. بنر						37 4								
i.					14								9							· .
k i.									•	. 2.	.70	#	. *							• •
r F						400				,										
e di e												4.								
				v	45		3					- 1	: : :,				£ :	10		
						·			· *			, i - 4.					z.,			
ř.							1					Mar 1				•				
RL.				P.									4			re-				
													1.7							
					1				5								,			
																				2
4			. , .				* 6; *			10.40			*		17.	. * *				
Č												*								9
Ru-			-				\$			*						•				N. Carlot
i.												*****			7				7 7	
1																			111	ş
					*				1						. 4					1
												· · · · · · · · · · · · · · · · · · ·	*							
en i																				ì
												».		9					.+	4
																				2
ŕ												. *	4		-					1
							3 1					in the second								4
																,				1
							31,													1
-1										,					,					
																				(4) ()
en Ci																				4
,																		5		
 21				÷																
ħ.				*			*.	A			, V.		4 — yi —			1				
*													4					·		
4.			1.5									140								4
Selv Joseph			(P					1				i								
r Fil								1.	* 1											ě
												*								. 1
						A2	4.4	,			*									3.5 1.5
	- 1	10			Q.					.*		7	26							3
Ž.								0.0	w		(at								9.5	•
			2				v.	·-											. 1	**
		*					÷ 14	.e.				\$ ·						,		
										3										T,
		2.	. :	Ç.			0.												10	

(19) BUNDESREPUBLIK
DEUTSCHLAND

[®] Offenlegungsschrift [®] DE 3150925 A1

© ER. ci.5: 2000 A 61 B 5/02 BROMBERG & SUNSTEIN



DEUTSCHES PATENTAMT (2) Aktenzeichen: P 31 50 925.8 (2) Anmeldetag: 23. 12. 81 (3) Offenlegungstag: 30. 6. 83

@ Erfinder:

Wilden, Rolf, 5106 Roetgen, DE

(7) Anmelder:

Honeywell B.V., Amsterdam, NL

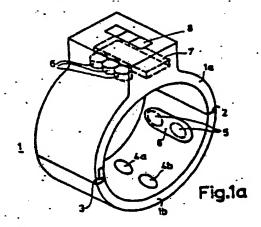
(74) Vertreter:

Rentzsch, H., Dipl.-Ing., Pat.-Ass.; Herzbach, D., Dipl.-Ing., Pat.-Ass., 6050 Offenbach

Behördeneigentum

(5) Anordnung zur Pulsmessung mit einem photoelektrischen Nutzsignalaufnehmer

Die Erfindung betrifft die Pulsmessung mit Hilfe eines photoelektrischen Nutzsignalaufnehmers. Erfolgt die Pulsmessung unter Belastung des Patienten, z.B. durch Laufen, können rhythmische Störsigale entstehen, die die Pulsmessung negativ beeinflussen. Um dieses zu vermeiden, ist ein Störsignalaufnehmer in der Nähe des Nutzsignalaufnehmers angeordnet und eine Schaltung vorgesehen, die die Amplitude der beiden Signale so aneinander anpaßt, daß nach Subtraktion der im Nutzsignalaufnehmer entstandene Störanteil eilminiert, zumindest aber vermindert wird. (31 50 925)



PATENTANSPRUCHE:

- Anordnung zur Pulsmessung mit einem in der Nähe eines durchblutenden Bereichs anzuordnenden photoelektrischen Nutzsignalaufnehmer,
- dadurch gekennzeichnet, daß in der Nähe des Nutzeignalaufnehmers (4a,4b) ein photoelektrischer Strsignalaufnehmer
 (5) so angeordnet ist, daß er nur durch Bewegungen
 hervorgerufene Störsignale erfassen kann, daß eine Schaltung
 (9,10) zur Anpassung der Amplitude des Störsignals und des
 im Nutzeignal enthaltenden Störanteils vorgesehen ist und
 daß die in der Amplitude aneinander angepaßten Signale in
 einer Subtrahierschaltung (11) voneinander subtrahiert
 werden.
- 2. Anordnung nach Anspruch 1,

 dadurch gekennzeichnet, da? die Schaltung zur Anpassung der von dem Signalaufnehmer gelieferten Signalamplituden einen im Ubertragungsweg des einen Signalaufnehmers (5) angeordneten Verstärker (9) enthält, dessen Verstärkung durch ein vom Verhältnis von Nutz- und Störsignal abhängiges Steuersignal steuerbar ist.
- 3. Anordnung nach Anspruch 2,

 <u>dadurch gekennzeichnet</u>, daß das Steuersignal von einer Dividierschaltung (10) gebildet wird, die den Quotienten aus dem
 Nutzsignal und dem Störsignal bildet.
- 4. Anordnung nach einem der vorhergehenden Ansprüche,

 dadurch gekennzeichnet, da? der Nutzsignalaufnehmer (4a,4b)

 und der Störsignalaufnehmer gegeneinander versetzt auf der

 Innenfläche eines auf einen Finger schiebbaren Ringes (1)

 angeordnet sind.

PHD 81-143 ·

5. Anordnung nach Anspruch 4, dadurch gekennzeichnet, daß der Störsignalaufnehmer durch eine flexible, lichtdichte und auf der Innenseite reflektierenden Folie (6) abgedichtet ist.

die Herzpuls-Messungen.

PHD 81-143

Anordnung zur Pulsmessung mit einem photelektrischen Nutzsignalaufnehmer

Die Erfindung betrifft eine Anordnung zur Pulsmessung mit einem in der Nähe eines durchblutenden Bereichs anzuordnenden photoelektrischen Nutzsignalaufnehmer.

- Derartige Anordnungen sind bekannt und werden u.a. für arbeits- oder sportmedizinische Untersuchungen eingesetzt. Häufig müssen diese Untersuchungen aber bei körperlicher Belastung des Patienten, z.B. während eines Laufes, durchgeführt werden. Dabei treten rhythmische Störsignale auf, deren Amplitude in der Größenordnung der Amplitude des Nutzsignals liegt und deren Frequenz im Bereich der Pulsfrequenz liegt. Derartige Störsignale verfälschen aber
- 15 Aus der US-PS 41 98 988 ist eine Anordnung bekannt, bei der der Einfluß von Bewegungsstörungen dadurch ausgeschaltet werden soll, daß der bei Bewegungsstörungen auftretende hohe Gleichspannungsanteil aus dem Nutzsignal im Frequenzbereich unter 1 Hz eliminiert wird. Die durch die Bewegungsstörungen 20 verursachten höheren Frequenzkomponenten bleiben jedoch unbeeinflußt.

In der DE-OS 27 27 138 ist ein Signalformer beschrieben, der neben Umgebungslicht-Störungen auch Bewegungsstörungen 25 vermeiden soll. Dazu wird ein Korrelationsfilter verwendet, das als PLL-Schaltung ausgebildet ist. Der Nachteil eines solchen Filters ist, das es rhythmische Störsignale im Frequenzbereich des Mutzsignals nicht vom Nutzsignal trennen kann.

30

Aufgabe der vorliegenden Erfindung ist es, den Einflu? von

PHD 81-143

rythmischen Störungen im Frequenzbereich des Herzpulses auf die Herzpulsmessung wirksam zu verringern.

Diese Aufgabe wird erfindungsgemäß dadurch gelöst, daß in

5 der Nähe des Nutzsignalaufnehmers ein photoelektrischer
Störsignalaufnehmer so angeordnet ist, daß er nur durch
Bewegungen hervorgerufene Störsignale erfassen kann, daß
eine Schaltung zur Anpassung der Amplitude des Störsignals
und des im Nutzsignal enthaltenden Störanteils vorgesehen

10 ist und daß die in der Amplitude aneinander angepaßten
Signale in einer Subtrahierschaltung voneinander subtrahiert
werden.

Die Erfindung wird nachstehend anhand der Zeichnung näher 15 erläutert. Es zeigen

Fig. 1 eine perspektivische Ansicht einer den Störsignalaufnehmer und den Nutzsignalaufnehmer enthaltenden Anordnung,

Fig. 1b einen Ausschnitt aus einer solchen Anordnung und ²⁰ Fig. 2 das Blockschaltbild der zur Auswertung erforderlichen Schaltung.

Nutzsignalaufnehmer und Störsignalaufnehmer sind auf einem ringförmigen Träger 1 befestigt, der aus Kunststoff besteht ²⁵ und zwei Hälften aufweist, die um eine Achse 2 auf der einen Längsseite geklappt werden können und auf der anderen Seite einen elastisch wirkenden Schnappverschluß 3 aufweisen. Der ringförmige Träger ist so bemessen, daß er auf einem Finger einer Person, z.B. dem Ringfinger, angebracht werden kann.

Auf der Innenseite des ringförmigen Trägers sind der Nutzsignalaufnehmer und der Störsignalaufnehmer angeordnet. Der Nutzsignalaufnehmer enthält bei 2a eine Lichtquelle, z.B. eine lichtemittierende Diode, und bei 2b einen Wandler, z.B. eine Fotodiode. Das von der Lichtquelle vorzugsweise mit einer Vellenlänge von etwa 300 nm (Infrarot) ausgestrahlte Licht wird von dem durchbluteten Gewebe im

. 5 ·

Bereich der Menstelle reflektiert und das reflektierte Licht wird von dem Wandler 2b in ein elektrisches Signal umgesetzt. Die Amplitude des Signals hängt einerseits von dem Momentanwert der Durchblutung ab, wird aber andererseits auch wesentlich von Bewegungen des Patienten störend beeinflu?t.

Der Störsignalaufnehmer 5 ist ähnlich aufgebaut wie der Nutzsignalaufnehmer 4a, 4b, ist jedoch durch sine flexible 10 nichttransparente und auf ihrer Innenseite reflektierende Folie 6 abgedeckt. Das elektrische Ausgangssignal dieses Aufnehmers ändert sich daher im Rhythmus der die Pulsmessung störenden Bewegung.

.15 Bei der Messung befindet sich der Nutzsignalaufnehmer 4a, 4b genau unterhalb des Fingers, während der Störsignalaufnehmer demgegenüber um etwa 60 Grad versetzt ist. Das vom Störsignalaufnehmer gelieferte Störsignal hat daher praktisch die gleiche Phase wie der Störanteil im 20 Nutzsignal.

Wie schematisch angeordnet, kann der ringförmige Träger noch weitere für die Signalverarbeitung erforderliche Bauteile enthalten, z.B. Batterien 6, eine integrierte Schaltung 7 und eine Anzeigeeinrichtung 8.

Fig. 2 zeigt die Schaltung zur Auswertung der von den Signalaufnehnehmern gelieferten Signale.

30 Das vom Signalaufnehner 4b gelieferte Signal wird von einem geeigneten Verstärker 7 verstärkt, während das Ausgangssignal des Störsignalaufnehmers 5 von einem entsprechend aufgebauten Verstärker 3 verstärkt wird. Da der Störsignalaufnehmer 5 und der Nutzsignalaufnehmer 4a,4b

35 relativ dicht beeinander angeordnet sind, haben das Störsignal und der Störanteil im Nutzsignal nahezu die gleiche Phasenlage, jedoch können die Amplituden der beiden

6

Signale voneinander abweichen. Im eine Amplitudenanpassung zu erreichen, ist in den Übertragungsweg des vom Störsignalaufnehmer gelieferten Signals ein Verstärker 9 eingeschaltet, dessen Verstärkung entsprechend einer 3teuerspannung an einem Steuereingang veränderbar ist. Diese Steuerspannung wird von einem Dividierer 10 geliefert, der den Quotienten aus den Ausgangssignalen der Verstärker 7 und 8 bildet. Der bei dieser Art der Amplitudenanpassung auftretende Fehler ist um so geringer, je größer der Störanteil im Nutzsignal im Vergleich zum eigentlichen Nutzanteil ist; in der Praxis verhalten sich diese beiden Anteile bei durch Laufen gestörten Pulsmessungen etwa wie 2:1.

- Das Ausgangssignal des Verstärkers 7 und des in seiner Verstärkung steuerbaren Verstärkers 9 werden durch einen Differenzverstärker 11 voneinander subtrahiert, so daß sich das Störsignal und der Störanteil im Nutzsignal weitgehend kompensieren. Gleichwohl ist das Ausgangssignal des
- Differenzverstärkers 11 auch bei exakter Amplitudenanpassung nicht frei von Störungen. Durch die Bewegung wird nämlich einerseits dem Nutzsignal ein Störsignal (additiv) überlagert, das durch die Subtraktion im Idealfall vollständig beseitigt werden kann, jedoch werden aufgrund
- von nichtlinearen Effekten Stör- und Nutzsignal auch multiplikativ miteinander verknüpft, so daß eine Modulation des Nutzsignals durch das Störsignal auftritt, die durch die beschriebene Schaltungsanordnung nicht beseitigt werden kann. Allerdings ist der aufgrund dieser Tatsache
- verbleibende Störanteil nicht allzu ausgeprägt; mit Hilfe eines Schmitt-Triggers 12 kann daher der Herzpuls erfaßt werden.
- Die Amplitudenanpassung kann auch dadurch erfolgen, da? in jedem der beiden Voertragungswege eine automatische Verstärkungsregelung vorgesehen wird, die sowohl das Yutzsignal als auch das Störsignal auf eine bestimmte Amplitude bringt.

